

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: A 1054/2011
(22) Anmeldetag: 18.07.2011
(43) Veröffentlicht am: 15.02.2013

(51) Int. Cl. : **A61B 3/10** (2006.01)

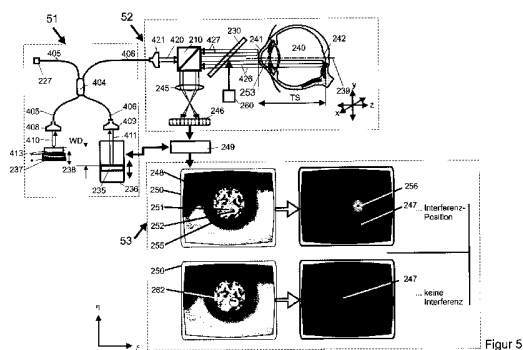
(56) Entgegenhaltungen:

(73) Patentanmelder:
FERCHER ADOLF FRIEDRICH DR.
1230 WIEN (AT)

(72) Erfinder:
FERCHER ADOLF FRIEDRICH DR.
WIEN (AT)

(54) **VERFAHREN UND ANORDNUNGEN ZUR RAUM-ZEIT-DOMÄNE KURZKOHÄRENZ-INTERFEROMETRIE FÜR DIE OPHTHALMOLOGISCHE TEILSTRECKEN-LÄNGENMESSUNG UND CORNEA-TOPOGRAPHIE**

(57) Die Probleme des bekannten Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Verfahrens mit komplexen und instabilen Interferenzzuständen des Auges und deren geringe Kompatibilität mit der dem Stand der Technik entsprechenden Cornea-Topographie, werden durch Verwendung eines vollständigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms gelöst. Der interferometrische Abgleich erfolgt einerseits visuell oder mittels digitaler Bildmustererkennung und andererseits anhand von Bildpaaren des von vorne beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen. Zur Registrierung des Raum-Zeit-Domäne Interferogramms wird ein zweidimensionales Detektor-Array benutzt. Es ergibt sich ein sehr sensitives und gleichzeitig Justage-tolerantes Verfahren, das auch das Potential für eine Implementierung als Handgerät besitzt. Ein aus den Bildpaaren abgeleitetes Pixelsummen-A-Scan Signal wird zur Synthese von Tomogrammen benutzt, die eine erhöhte Sicherheit beim Ablesen der gesuchten Distanzen gewähren.



Figur 5

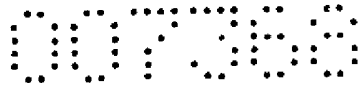
Dr. Adolf Friedrich Fercher, Hassreitersteig 3/11, 1230 Wien

Patentanmeldung: Verfahren und Anordnungen zur Raum-Zeit-Domäne
Kurzkohärenz-Interferometrie für die ophthalmologische
Teilstrecken-Längenmessung und Cornea-Topographie

ZUSAMMENFASSUNG

Die Probleme des bekannten Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Verfahrens mit komplexen und instabilen Interferenzzuständen des Auges und deren geringe Kompatibilität mit der dem Stand der Technik entsprechenden Cornea-Topographie, werden durch Verwendung eines vollständigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms gelöst. Der interferometrische Abgleich erfolgt einerseits visuell oder mittels digitaler Bildmustererkennung und andererseits anhand von Bildpaaren des von vorne beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen. Zur Registrierung des Raum-Zeit-Domäne Interferogramms wird ein zweidimensionales Detektor-Array benutzt. Es ergibt sich ein sehr sensitives und gleichzeitig Justage-tolerantes Verfahren, das auch das Potential für eine Implementierung als Handgerät besitzt. Ein aus den Bildpaaren abgeleitetes Pixelsummen-A-Scan Signal wird zur Synthese von Tomogrammen benutzt, die eine erhöhte Sicherheit beim Ablesen der gesuchten Distanzen gewähren.

Die Erfindung wird am besten durch die Figur 5 repräsentiert.



Dr. Adolf Friedrich Fercher, Hassreitersteig 3/11, 1230 Wien

Patentanmeldung: Verfahren und Anordnungen zur
Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferometrie für die ophthalmologische
Teilstrecken-Längenmessung und Cornea-Topographie

BESCHREIBUNG

1. Technisches Gebiet der Erfindung.

Ophthalmologische Teilstrecken-Längenmessungen und Cornea-Topographie (Photokeratoskopie oder Videokeratographie) werden in der Augenheilkunde zur Bestimmung der Abtragparameter der Cornea und zur Dimensionierung von intraokulären Linsenimplantaten für die refraktive Chirurgie benutzt.

2. Stand der Technik.

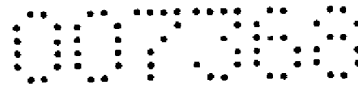
Ophthalmologische Teilstrecken-Längenmessung und Cornea-Topographie liefern Daten wie die Augenzlänge und die Vorderkammertiefe sowie die Brechkraftverteilung auf der Cornea.

2.1 Kurzkohärenz-interferometrische Teilstrecken-Längenmessung in der Ophthalmologie.

Diese Techniken arbeiten mit dem interferometrischen Abgleich von Weglängen oder Laufzeiten sowie von Weglängendifferenzen oder Laufzeitdifferenzen in Kurzkohärenz-Interferometern. Länge und Zeit sind wegen der bekannten Lichtgeschwindigkeit jeweils äquivalent.

Interferometrischer Abgleich.

Kurzkohärenz-Interferometrie Verfahren basieren auf einem Abgleich der zu messenden Größe im Messobjekt mit entsprechenden bekannten Größen im Interferometer. Dieser interferometrische **Weg-Abgleich** wird beim Durchstimmen der interferometrischen Wegdifferenz von Referenzstrahl und Objektstrahl über das Auftreten eines Interferogramms am Interferometerausgang konstatiert. Ein Interferogramm tritt auf, wenn die optischen Längen (= geometrische Länge multipliziert mit dem Gruppenindex) von Referenzstrahl und Objektstrahl innerhalb der Kohärenzlänge gleich groß sind oder, anders ausgedrückt, sich der Referenzspiegel innerhalb der Interferenz-Strecke befindet. Im Folgenden wird dieser Zustand vereinfachend als „Interferenz-Status“ (des Interferometers) bezeichnet. Die Länge der



Interferenz-Strecke entspricht der Kohärenzlänge $\delta l = c \cdot \delta t$ des benutzten Lichts; c = Lichtgeschwindigkeit, δt = Kohärenzzeit. Man beobachtet bei Laufzeitdifferenzen der zwei interferierenden Lichtstrahlen innerhalb der Kohärenzzeit δt ein Interferogramm, wie in der Figur 1 durch Detail 100 abgebildet, wenn auch eher selten, wie hier, aus kreisförmigen Interferenzstreifen gebildet.

Reflektometer-Technik: In dieser Variante der Kurzkohärenz-Interferometrie befindet sich das Objekt (Auge) in dem Messarm eines Michelson-Interferometers und wird von dem Messstrahl beleuchtet, während der andere Interferometerarm den interferometrischen Referenzarm (Referenzstrahl) bildet. Die Messung basiert hier auf einem Laufzeit- oder Weglängenabgleich zwischen einem Referenzstrahl bekannter Länge und dem aus dem Objekt austretenden Objektstrahl. Hierzu wird die interferometrische Wegdifferenz oder Laufzeit des Lichts der interferierenden Strahlen mittels Strahlverzögerer, etwa einem verschiebbaren Retroreflektor (235) am Ende des Referenzarms des Reflektometers oder mittels anderer „Delay Lines“ (beispielsweise beschrieben in dem Aufsatz „Optical Coherence Tomography“ in: Progress in Optics, Editor E. Wolf, Band 44, pp. 215-302) durchgestimmt.

Dual-Beam Interferometrie: Die heute hier bevorzugte Kurzkohärenz-interferometrische Dual-Beam Längenmessung basiert auf dem interferometrischen Abgleich von Laufzeit- oder Weglängendifferenz im Auge mit Laufzeit- oder Weglängendifferenzen bekannter Größe in einem Zweistrahl-Interferometer. Hierbei wird das Auge von zwei Messstrahlen („Dual Beam“) mit einer im Interferometer per Delay Line erzeugten und bekannten Laufzeit- oder Wegdifferenz beleuchtet. Beide Messstrahlen werden beispielsweise sowohl an der Cornea als auch am Fundus reflektiert. Es entstehen vier Objektstrahlen mit zusätzlicher Wegdifferenz gleich einer Augen-Teilstreckenlänge. Man findet unter den Objektstrahlen zwei, deren im Messobjekt (Auge) erzeugte Laufzeit- oder Wegdifferenz durch die im Interferometer erzeugte Laufzeit- oder Wegdifferenz kompensiert werden kann, so dass zwischen ihnen Zeit-Kohärenz besteht. Dieser interferometrische **Wegdifferenz-Abgleich** zwischen den zwei Messstrahlen und zwei Reflexionsstellen am Auge wird ebenfalls über das Auftreten eines Interferogramms im Interferenz-Status kontrolliert. Man beobachtet auch hier ein Interferogramm, wie in der Figur 1 abgebildet. (Dieses Verfahren findet im IOL-Master der Firma Carl Zeiss Meditec Anwendung.)



In beiden Interferometrie-Methoden bildet ein sogenanntes Zeit-Domäne Interferogramm die Basis für den interferometrischen Abgleich. Die Intensität dieses Interferogramms wird photoelektrisch in Abhängigkeit von der Laufzeitdifferenz oder der entsprechenden Wegdifferenz registriert. Generell tritt ein Interferogramm nur dann auf, wenn die Wegdifferenz interferierender Strahlen kleiner bleibt als deren Kohärenzlänge. So erhält man aus der leicht messbaren Weglänge des Referenzstrahls beim Reflektometer-Verfahren, beziehungsweise aus den bekannten Wegdifferenzen der beleuchtenden Messstrahlen bei der Dual-Beam Technik die Augen-Teilstreckenlänge – bis auf die Kohärenzlänge genau. Geeignete Lichtquellen hierzu emittieren Licht kurzer Kohärenzlänge oder Zeitkohärenz und möglichst voller Raumkohärenz.

Interferometrie-Domänen.

Raum-Domäne Kurzkohärenz-Interferometrie: Beachtet man nur die räumliche Struktur des Interferogramms am Interferometerausgang, also beispielsweise die Fresnelzonen-artigen Interferenzringe in der Figur 1, sprechen wir von Raum-Domäne Interferometrie. Die Struktur dieses Interferogramms wird durch die unterschiedlichen optischen Laufzeiten oder optischen Längen transversal benachbarter Lichtwege im Messstrahlbündel bestimmt. Raum-Domäne Interferogramme liefern Daten zur transversalen räumlichen Struktur der von den Messstrahlen durchlaufenen Medien oder optischen Komponenten. Dies ist eine der wichtigsten Messtechniken der optischen Technologie; ein analoges Prinzip ist auch Teil der vorliegenden Erfindung zur Cornea-Topographie.

Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferometrie: Zur ophthalmologischen Teilstrecken-Längenmessung wird heute fast ausschließlich Kurzkohärenz-Interferometrie in der Zeit-Domäne benutzt. Hierbei erfolgt die Längenmessung per interferometrischem Laufzeitabgleich jener Strahlen, die einen einzelnen Punkt des Raum-Interferogramms erzeugen. Zeit-Domäne Interferogramme liefern Daten zur Tiefenstruktur der vom Messstrahl durchlaufenen Medien oder optischen Komponenten. Diese Technik wird zur Längenmessung, beispielsweise in der optischen Fasertechnologie und in der Ophthalmologie benutzt; ein analoges Prinzip ist auch Teil der vorliegenden Erfindung zur Teilstrecken-Längenmessung.

A-Scan Signal. Beim Durchstimmen der interferometrischen Wegdifferenz oder Laufzeit des Lichts der interferierenden Strahlen per Strahlverzögerer oder Delay Lines, bildet die in jedem

Punkt des Raum-Interferogramms hervorgerufene zeitliche Intensitätsänderung das Zeit-Domäne Interferogramm, aus dem das optische Zeit-Domäne A-Scan Signal (Bezeichnung analog zur entsprechenden Ultraschall-Technik) abgeleitet wird. Das elektronische A-Scan Signal wird aus dem photoelektrischen Signal des optischen Zeit-Domäne Interferogramms im Wesentlichen durch Bandpass-Filterung und Gleichrichtung gewonnen. Maxima der A-Scan Signalstärke markieren Interferenz-Status, der Referenzspiegel (235, 340, 341) befindet sich innerhalb der Interferenz-Strecke, es herrscht Koinzidenz zwischen Laufzeiten im Reflektometer oder Laufzeitdifferenzen im Dual-Beam Interferometer mit jenen vom Auge verursachten. Das A-Scan Signal bildet die Basis der gegenwärtigen interferometrischen Teilstrecken-Messung.

Raum-Zeit-Domäne Interferometrie: Tatsächlich hat das Raum-Domäne Interferogramm in jedem seiner Punkte auch eine zeitliche Domäne, die sichtbar wird, wenn die Wegdifferenz des Interferometers durchgestimmt wird. Grundsätzlich liegt bei der interferometrischen Teilstrecken-Längenmessung somit immer ein **Raum-Zeit-Domäne Interferogramm (RZI)** vor, dessen beide Domänen allerdings bisher voneinander unabhängig genutzt worden sind; die vorliegende Erfindung nutzt deren komplementäre Eigenschaften simultan zur Teilstrecken-Messung.

Die Messgenauigkeit der Raum-Zeit-Domäne Interferometrie in Strahlrichtung ist durch die Tiefenausdehnung des RZI, also durch die Kohärenzlänge δl , gegeben:

$$\delta l = c \cdot \delta t \approx 2 \cdot \ln 2 \cdot \lambda_0^2 / (\pi \cdot \Delta \lambda). \quad (1)$$

$\Delta \lambda$ ist die Halbwertsbreite, λ_0 ist die mittlere Wellenlänge des benutzten Lichts (zur Vereinfachung wurde ein oft vorliegendes Gauss-Spektrum angenommen). Heute bewegt sich die Kohärenzlänge hierzu benutzter Lichtquellen typischerweise im Mikrometerbereich, wie bei breitbandigen Superlumineszenz-Dioden und vielen Festkörperlasern. Die Messgenauigkeit in transversaler Richtung ist durch den Durchmesser des Messstrahlfokus, beziehungsweise bei Gaussstrahlen durch den Durchmesser der Strahltaile, bestimmt.

2.2 Cornea-Topographie.

Das hier bisher benutzte Keratoskop basiert auf einer sogenannten Placido-Scheibe, einem Ringsystem aus konzentrischen, in regelmäßigen Abständen angeordneten, abwechselnd verschieden gefärbten Ringen, vor dem Auge aufgestellt und von der Hornhautvorderfläche

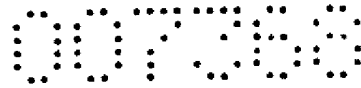
gespiegelt. Durch eine kleine Öffnung im Zentrum der Placido-Scheibe wird das virtuelle Spiegelbild dieser Ringe auf der Cornea beobachtet und aus deren Geometrie wird die Verteilung des Krümmungsradius und damit die Brechkraftverteilung über der Corneafläche berechnet. Das heute meist benutzte Photokeratoskop ist mit einer Digitalkamera zur photographischen Dokumentation der Ringe ausgestattet. Bei der Computer-assistierten Photokeratoskopie werden Bildverarbeitungsprogramme benutzt, um aus der Form der Placido-Ringbilder neben der Brechkraftverteilung weitere geometrische Parameter der Corneaform zu bestimmen.

3. Technische Aufgabe.

3.1 Kurzkohärenz-Interferometrie.

Grundsätzlich wären zur Teilstrecken-Längenmessung natürlich linienartige Messstrahlen ideal, um die Transversalposition des Messorts präzise zu definieren. Tatsächlich jedoch besitzen die benutzten Messstrahlen immer **grössere Durchmesser**. Selbst beim physikalischen Ideal des Gauss'schen Strahls beispielsweise, nimmt der Durchmesser mit dem Abstand von der Strahltaile aus entlang der Strahlachse indirekt proportional zum Strahltaillendurchmesser zu. So beträgt der asymptotische Divergenzwinkel beispielsweise bei einer Lichtwellenlänge von $0,8 \mu\text{m}$ und einem Strahltaillendurchmesser von $5 \mu\text{m}$ bereits $\pm 0,1 \text{ rad}$. Außerhalb der Strahltaile wird daher die transversale Verteilung von Amplitude und Phase des Objektstrahls von einer zunehmend größer werdenden Umgebung beeinflusst. Deshalb tritt am Interferometerausgang nicht ein RZI in einheitlichem Interferenzzustand auf. Das erkennt man am zugehörigen Raum-Interferogramm (100), das durch Interferenzstreifen unterschiedliche Interferenzzustände anzeigt, weil über seine Fläche hinweg unterschiedliche Wegdifferenzen bestehen.

Für ein gut durchmoduliertes elektronisches Signal darf die **Eintrittspupille des Photodetektors** jedoch nicht wesentlich größer sein, als der Abstand zweier Interferenzstreifen im Raum-Domäne Interferogramm, ansonsten mittelt der Photodetektor über mehrere Interferogrammpunkte mit unterschiedlichen Phasen und das elektronische Messsignal verschwindet. Aus diesen Gründen eignet sich nur ein sehr kleiner Teil des noch dazu sehr bewegten Raum-Interferogramms als Messpunkt zur photoelektrischen Detektion des Zeit-Domäne Interferogramms.



Darüber hinaus ist das **Auge sehr instabil**. Es führt ständig Bewegungen aus, auch beim Fixieren eines Zielobjekts. Der Suchprozess nach dem sich als Folge ständig bewegenden Interferogramm in der zwei-dimensionalen Pupille erschwert Messungen an Probanden ganz erheblich. Zusätzlich ist, wegen der zunächst ja nicht bekannten Augenlänge, ein optischer A-Scan über eine größere Wegdifferenz (einige Millimeter) erforderlich. Die Folge ist, dass eine einmal gefundene Position eines Messpunkts zur photoelektrischen Detektion des Zeit-Interferogramms wieder verloren geht. Die Suche nach der Austrittsstelle des Objektstrahls und dann eines geeigneten Messpunkts im zugehörigen Interferogramm sowie die Eigenbewegungen des Auges führen zu längeren und daher kostentreibenden Messvorgängen und zu reduzierter Messqualität.

Ferner ist das Auge **kein zentriertes optisches System**. Die optischen Achsen der Licht reflektierenden Grenzflächen von Cornea und Linse und die Normale der Retinafläche fallen nicht zusammen. Daher treten Objektstrahlen in der Regel nicht durch dieselbe Stelle der Augenpupille aus, durch die der Messstrahl eingetreten ist. Weiters hat das Objektlicht, das durch Reflexion an unterschiedlich gekrümmten Augenstrukturen entsteht, praktisch immer andere Krümmungsradien als das Referenzlicht. Es treten daher Raum-Interferogramme mit unterschiedlichen räumlichen Grundstrukturen auf.

Die oben angeführten Verfahren sind komplex handzuhaben und liefern insbesondere **keine eindeutige Maßzahl** als Ergebnis.

Die technische Aufgabe besteht darin, eine Kurzkohärenz-Interferometrie Teilstrecken-Längenmesstechnik anzugeben, die obige Nachteile behebt.

3.2 Cornea-Topographie.

Da die Cornea-Topographie meist gemeinsam mit der Teilstrecken-Längenmessung anfällt, ist eine **gemeinsame Messung** beider Größen mit einem Gerät wichtig. Es gilt, wegen der Gefahr der Ermüdung der oft betagten und behinderten Patienten, längere Messabläufe mit den Risiken von Fehlpositionierungen und Unaufmerksamkeit beim Fixieren von Zielmarken zu vermeiden. Eine Kombination der gegenwärtig benutzten (Computer-assistierten) Photokeratoskopie mit der Kurzkohärenz-Interferometrie ist wegen sehr unterschiedlicher und weitgehend inkompatibler Messtechniken schwierig und aufwändig.



Die technische Aufgabe besteht daher darin, eine Kurzkohärenz-Interferometrie Teilstrecken-Längenmesstechnik anzugeben, die auch Cornea-Topographie durchzuführen erlaubt.

4. Erfindung

4.1 Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung am Auge.

Die Justierprobleme der optischen Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei der durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, werden erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass der interferometrische Abgleich auf der Basis eines vollständigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms in der Augenpupille, in deren Umgebung oder in einem Bild hiervon erfolgt.

Grundsätzlich dient hier das Vorhandensein des Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms (RZI) als Kriterium für das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs. Diese Art Kurzkohärenz-Interferometrie ist neu und auf dem Hintergrund der bisherigen Verfahren unerwartet und überraschend. Sie ist im Nachhinein leicht zu verstehen, hat eine ganze Reihe neuer und vorteilhafter Eigenschaften und wurde noch nicht beschrieben.

Zur Erfassung des RZI wird im Kurzkohärenz-Interferometrie Reflektometer ein Referenzstrahl (232) und Objektstrahl (243, 244) registrierendes, beziehungsweise beim Dual Beam Interferometer ein die Objekt-Doppelstrahlen (426, 427) registrierendes, zweidimensionales Detektor-Array (246) vor der Augenpupille angeordnet. Da das RZI so weitgehend unabhängig von seiner Position und Form in der Pupille erfaßt wird, wird die Längenmessung von mäßigen Bewegungen und Strukturschwankungen des RZI nicht beeinträchtigt

Das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs oder Interferenz-Status kann in einer präliminären Version der Erfindung visuell oder mittels digitaler Bildmustererkennung linienartiger Strukturen anhand des gesamten, vom Detektor-Array (246) detektierten Bilds, nämlich RZI inklusive seiner näheren Umgebung, beurteilt werden. In einer ausgereiften Version der Erfindung wird das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs oder Interferenz-

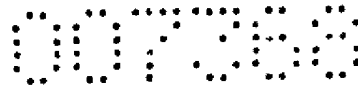
Status mit Hilfe von kohärent versus inkohärent (RZI versus Umgebung) Unterscheidung beurteilt. Hierzu werden zwei vom Detektor-Array 246 registrierte Bilder des RZI mit seiner näheren Umgebung, im Folgenden kurz als „Array-Bild“ bezeichnet (und als Monitor-Bild 248 in den Figuren 2, 3 und 5 abgebildet), zu einem Interferogramm-Differenz-Bild verarbeitet. Das Interferogramm-Differenz-Bild wird als Differenz zweier zeitlich möglichst kurz aufeinander folgender gegenphasiger Array-Bilder gebildet; das wird weiter unten noch näher erläutert. In diesem Interferogramm-Differenz-Bild verschwinden beide, RZI und Umgebung, außerhalb des Interferenz-Status (des Interferometers); innerhalb des Interferenz-Status verschwindet nur die Umgebung, das RZI bleibt. Das erleichtert schon bei visueller Beurteilung die Entscheidung über das Vorliegen eines interferometrischen Abgleichs ganz erheblich. Das nur bei Interferenzstatus vorliegende Bildsignal löst das Ablesen der betreffenden Referenzspiegel-Position aus und ermöglicht damit die Anzeige der betreffenden Teilstreckenlänge mittels Display (290).

Schließlich wird das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs durch Pixelsummen PS beurteilt, gebildet aus den Pixel-Beträgen des Interferogramm-Differenz-Bilds. Diese Pixelsummen verschwinden ebenfalls außerhalb des Interferenz-Status und außerhalb der Interferogramm Regionen (251, 262). Trägt man diese Pixelsummen entlang der interferometrischen Wegdifferenz auf, gewinnt man ein Pixelsummen-RZI-A-Scan Signal analog zum klassischen Kurzkohärenz A-Scan.

4.2 Interferometrische Cornea-Topographie.

Die geringe Kompatibilität gegenwärtiger Kurzkohärenz-interferometrischer Teilstrecken-Längenmesstechniken mit heutiger Cornea-Topographie, wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass, wie die Teilstreckenmessung, auch die Cornea-topographische Formmessung auf der Basis eines vollständigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms im Bereich der Cornea erfolgt.

Das interferometrische Cornea-Topogramm ist der Raum-Anteil des in der Cornea lokalisierten RZI. Es spiegelt die Längen aller Teilstrecken, insbesondere auch der außeraxialen, zur Cornea-Vorderfläche wider, bezogen auf den Referenzstrahl beim Reflektometer beziehungsweise bezogen auf eine optische Teilstrecke des Auges beim Dual Beam Verfahren. Die Erfindung erlaubt so die Durchführung der Cornea-Topographie mit demselben Interferometer, das für



die Längenmessung benutzt wird, wobei lediglich zwei Parameter der Interferometer-Beleuchtung, nämlich Kohärenzlänge und Messstrahl-Durchmesser, anzupassen sind.

4.3 RZI-basierte Tomographie.

RZI-A-Scan Signale bilden erfindungsgemäß auch die Basis für neue tomographische Abbildungsverfahren, indem sie, ähnlich wie bei der Optischen Kohärenz-Tomographie, aus seitlich benachbarten Zonen gewonnene Linienelemente zur Synthese tomographischer Bilder liefern. Aus diesen RZI-Tomographie Bildern erhält man die gesuchten Längen und Schnittbilder durch die Cornea-Topographie. Wegen der zwei-dimensionalen Abbildung der Messumgebung erhöht sich die Ablesesicherheit und Interpretation der gemessenen Werte.

5. Figuren.

Die nachfolgende Erläuterung der Erfindung erfolgt anhand der folgenden Figuren:

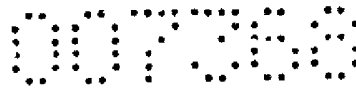
Figur 1: Momentaufnahme eines Raum-Zeit-Domäne Interferogramms 100 vor der Austrittspupille des Auges aufgenommen; 100' = vergrößert gezeichnete Version des Raum-Zeit-Domäne Interferogramms 100. Die hier kreisringförmigen Interferenzstreifen bilden eine Fresnelzonen-artige Struktur von etwa 1 mm Durchmesser, weil die interferometrische Wegdifferenz in transversal benachbarten Punkten durch die sphärische Form der den Messstrahl reflektierenden Corneaoberfläche bestimmt wird. Nicht immer befindet sich das Zentrum des Streifensystems in der Mitte des beobachtbaren Interferogramms und nicht immer sind die Interferenzstreifen kreisförmig. Durch die Gewebepulsation bedingt, bewegen sich die Interferenzringe in radialer Richtung periodisch um einige Streifen pro Sekunde. Der kreisförmige Aussenrand 101 wird von einer Kreisblende erzeugt. Die Specklestruktur 102 innerhalb dieses Rands wird von den Corneareflexen erzeugt.

Figur 2: Ophthalmologische Raum-Zeit-Interferometrie auf Reflektometer-Basis mit einfacher Projektion des Raum-Zeit-Interferogramms auf das Detektor-Array.

Figur 3: Ophthalmologische Raum-Zeit-Interferometrie auf Reflektometer-Basis mit Abbildung des Raum-Zeit-Interferogramms auf das Detektor-Array.

Figur 4: Ophthalmologische Raum-Zeit-Interferometrie auf Basis eines Reflektometers mit Stufen-Referenzspiegel.

Figur 5: Ophthalmologische Raum-Zeit-Interferometrie auf Dual-Beam-Basis.



6. Beschreibung, Ausführungsbeispiele.

Die erfindungsgemäßen Verfahren betreffen Kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung auf Basis des RZI, diese Technik benutzende Topographie und Tomographie.

6.1 Raum-Zeit-Domäne Interferometer auf Basis der Reflektometer Technik.

Die transversale Intensitätsverteilung am Interferometer-Ausgang wird mit Hilfe eines zweidimensionalen Detektor-Arrays über eine die möglichen Augenlängen einschließende interferometrische Wegdifferenz hinweg registriert; es erfolgt somit ein **Raum-Zeit-Domäne A-Scan**. In regelmäßigen Wegdifferenzabständen, die kleiner oder gleich der Kohärenzlänge sind, wird durch Bildmustererkennung und Bildverarbeitung an dem Array-Bild das Vorliegen von Interferenz, also das Auftreten des RZI geprüft. Aus den Referenzspiegel-Positionen der detektierten RZI erhält man die optischen Teilstreckenlängen. Dadurch erübrigt sich die aufwändige und zeitraubende Suche nach einem brauchbaren Messpunkt und die schwierige Verfolgung dieses Messpunkts im Raum-Domäne Interferogramm während des Ablaufs der Messung. Es genügt grundsätzlich, dass Objekt- und Referenzstrahl einander überlagernd auf das zweidimensionale Detektor-Array treffen.

In der **Figur 2** ist das Schema einer Implementierung des erfindungsgemäßen Verfahrens auf Reflektometer-Basis skizziert. Das hier benutzte ophthalmologische Kurzkohärenz-Interferometer besteht aus einem Michelson-Interferometer 21 mit dem Auge 240 im Messarm, und dem Monitor 250 (im Kasten 22 abgebildet).

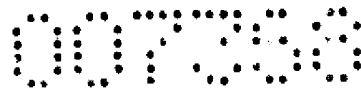
Der von der Kurzkohärenz-Lichtquelle 227, beispielsweise einer Superlumineszenz-Diode mit einem Strahlkollimator oder einer anderen Kurzkohärenz-Lichtquelle am Interferometereingang kommende Lichtstrahl 228 wird von dem aus den Optiken 221 und 222 bestehenden zoombaren Fernrohr 229 kollimiert und im Durchmesser an die Augenpupille 253 oder – für die interferometrische Cornea-Topographie – an den Cornea-Durchmesser angepaßt. Der Strahlteiler 210 teilt diesen Lichtstrahl in Messstrahl 231 und Referenzstrahl 232. Der Referenzstrahl wird vom 90°-Reflektor 234 auf den Retroreflektor 235 gelenkt und von diesem reflektiert. Der Retroreflektor 235 ist auf einer Verschiebeeinheit 236, beispielsweise einem mit Schrittmotoren oder mit Piezo-Linearantrieb ausgestatteten Scanningtisch, montiert. Der Retroreflektor 235 wird kontinuierlich oder mit regelmäßigen Schrittlängen, insbesondere

um ungeradzahlig Vielfache von Vierteln der mittleren Wellenlänge, vom Rechner 249 gesteuert, bewegt und stimmt so die Wegdifferenz im Interferometer im Sinne einer Delay Line durch. Die jeweilige Position des Referenzspiegels wird von - dem Stand der Technik entsprechenden - Weggebern oder Wegsensoren an den Rechner 249 oder einen weiteren Rechner 290 gemeldet, der aus 2 solchen Daten anhand des Zusammenhangs zwischen Positionscode und metrischer Spiegelposition die Teilstreckenlänge errechnet und das Ergebnis auf einem Display 290 anzeigt.

Der 90°-Reflektor 234 ist auf einer Verschiebeeinheit 237 befestigt, beispielsweise einem Piezoaktuator für kurze Strecken. Letzterer erlaubt den Umlenkspiegel 234 zur Erzeugung gegenphasiger Raum-Zeit-Interferogramme für die Interferenz-Erkennung um eine ungeradzahlige Anzahl von $\lambda_0/4$ in Richtung des Strahls 232 (Doppelpfeil 238) zu verschieben. Montage des Retroreflektors 235 und Verschiebestrecke der Verschiebeeinheit 236 sind so ausgelegt, dass der Referenzstrahl 232 um die zu erwartenden maximalen Teilstrecken TS plus noch einige Millimeter (TS+) abgescannt werden kann (z. B. 60 mm).

Der vom Strahlteiler 210 reflektierte Teilstrahl ist der Messstrahl 231. Dieser wird an allen Grenzflächen des Messobjekts (Auge) 240 teilweise reflektiert, wie in der Figur 2 für die Corneavorderfläche 241 und die Fundusoberfläche 242 angedeutet. Die an diesen Grenzflächen reflektierten Objektstrahlen 243 und 244 durchlaufen den Strahlteiler 210 zu dem zweidimensionalen Detektor-Array 246, das vor der Augenpupille angeordnet ist, und überlagern dort mit dem vom Retroreflektor 235 reflektierten interferometrischen Referenzstrahl 232.

Es entsteht ein Lichtfleck 251 beziehungsweise 262, in dem man bei Interferenz-Status das RZI 252 beobachten kann. Der Rechner 249 registriert mit Hilfe des Detektor-Arrays 246 das Array-Bild in regelmäßigen Abständen mit der zugehörigen Interferometer-Wegdifferenz und präsentiert - bei justiertem Strahlengang - zunächst dessen nicht weiter verarbeitete Version im Monitor-Bild 248 mit den Lichtflecken 251 und 262 beziehungsweise dem RZI 252 (Figuren 2, 3 und 5). Eine separate Beleuchtung des Auges, beispielsweise mittels einer LED 260 über den teildurchlässigen 45°-Reflektor 230, hilft beim Justiervorgang (auch in den anderen hier skizzierten Interferometer-Anordnungen).



Im interferometrischen Abgleich entspricht einer Referenzspiegel-Position z_R in den Figuren 2, 3 und 4 eine bestimmte Objekt-Tiefenposition, beide entlang der zugehörigen Strahlen in optischen Längen vom Strahlteiler 210 aus gerechnet. Im Dual Beam Strahlengang der Figur 5 entspricht einer Position y_R des Referenzspiegels 235 eine optische Wegdifferenz $2 \cdot WD$ im Michelson-Interferometer und damit eine entsprechende Strecke (WD) im Objekt. Die Referenzspiegel-Position wird beispielsweise von einem Schrittgeber der betreffenden Verschiebeeinheit (236 in den Figuren 2, 3 und 5; 337 in Figur 4) festgestellt und vom Rechner 249 registriert.

Alle hier benutzten Zweistrahl-Interferogramme, siehe die Gleichungen (2) und (3) weiter unten, hängen nur von der Phasendifferenz $\Delta\phi$ von Objektstrahl zu Referenzstrahl ab. Man kann daher in allen interferometrischen Strahlengängen, wie in jedem Zweistrahl-Interferometer, die erforderlichen Weglängenänderungen und Phasenverschiebungen sowohl im Referenzstrahl als auch im Messstrahl durchführen. Beispielsweise Vorrichtungen wie Delay Lines, die das Durchstimmen der optischen Länge oder Phase des Referenzstrahls bewerkstelligen oder Aktuatoren zur Gewinnung eines gegenphasigen RZI.

In der **Figur 3** ist ebenfalls das Schema einer Implementierung des erfindungsgemäßen Verfahrens auf Reflektometer-Basis skizziert. Um zu vermeiden, dass Objektstrahlen (265 in Figur 3) wegen zu grossem Winkel zur optischen Achse 239 das Photodetektor-Array 246 verfehlen, wird hier eine Ebene in, vor oder hinter der Augenpupille 253 von einer Optik 254 auf das zweidimensionale Detektor-Array (246) abgebildet. In der Anordnung nach Figur 3 wird insgesamt das virtuell in einer Ebene in, vor oder hinter der Augenpupille (253) auftretende Interferogramm auf das Detektor-Array 246 abgebildet. Damit kann man auch – je nach Position und Brennweite dieser Optik – Interferogrammgröße und Streifendichte an das Detektor-Array 246 anpassen sowie gleichzeitig die Umgebung der Augenpupille mit abbilden. Letzteres erleichtert den Justierprozeß ganz erheblich.

Raum-Zeit-Interferometrie auf Basis eines Reflektometers mit Stufen-Referenzspiegel. Die Stabilisierung des Auges während der Messzeit in einer optimalen Messposition gelingt bei kurzer Messdauer offenbar leichter als bei langer. Eine Kürzung der Messdauer kann durch ein Michelson-Interferometer mit Stufen-Referenzspiegel nach **Figur 4** erreicht werden: Bei der im Zusammenhang mit den Figuren 2 und 3 schon beschriebenen Längenmessung am Auge wird

der Referenzspiegel 235 im Prinzip entlang der gesamten Länge des Auges bewegt. Da jedoch fast alle optischen Augenlängen zwischen 30 mm und 40 mm liegen, kann man für die Augenlängen-Messung den Referenzspiegel-Weg im Interferometer dadurch verkürzen, dass der Referenzstrahl während des Durchstimmens seiner Länge auf verschiedene Stufen eines treppenförmigen Referenzspiegels mit in Strahlrichtung versetzten Spiegelstufen trifft. Während der Bewegung des vom 90°-Reflektor 334 zum Stufenspiegel (in Figur 4 mit den 2 Spiegelstufen 340 und 341 ausgestatteten) reflektierten Referenzstrahls 232 entlang der Oberfläche der einzelnen Spiegelstufe wird die Referenzstrahllänge nur durch die Bewegung des 90°-Reflektors in y-Richtung moduliert. Trifft der Referenzstrahl auf die Stufe, ändert sich die Referenzstrahllänge zusätzlich um die doppelte Stufenhöhe ($2.F$). So kann man eine oder mehrere feste Wegdifferenzen, beispielsweise $2.F = 50 \text{ mm}$, zum Objektstrahl vorsehen und muß nur die verbleibende Strecke von etwa 15 mm mechanisch scannen.

In der Figur 4 ist der 90°-Reflektor 334 auf einer Verschiebeeinheit 337 montiert. Hierbei lenkt der 90°-Reflektor den Referenzstrahl während des Durchstimmens seiner Länge zeitlich hintereinander auf die 2 in Strahlrichtung versetzten Spiegelstufen 340 und 341, die die feste Wegdifferenz $2.F$ vorgeben. Die Breite der Spiegel 340 und 341 beträgt etwa zweimal Strahldurchmesser plus jene Strecke 336, um die der Referenzstrahl additiv zur festen Wegdifferenz in seiner Länge gescannt werden soll. Auf diese Weise kann ein großes Stück (F) der Achslänge ohne zeitverzögernden Scanvorgang übersprungen werden. Das Retroreflektor-Paar 340 und 341 ist außerdem auf einem Verschiebetisch 338 mit einem Piezoantrieb 339 montiert. Diese Vorrichtung dient hier, wie auch in den Anordnungen nach Figur 2 und 3, zur Erzeugung gegenphasiger Raum-Zeit-Interferogramme für die Interferenz-Erkennung, wie weiter unten beschrieben.

In den Kästen 41 und 42 der Figur 4 sind Anordnungen angegeben, die 2 Lichtquellen als Interferometer-Beleuchtung (227) kombinieren. Im Kasten 41 die Lichtquellen 401 und 402 mittels Strahlteiler 403, im Kasten 42 die Lichtquellen 701 und 702 per Faserkoppler 700. Diese Vorrichtungen erlauben es, das betreffende Interferometer beispielsweise mit Licht 2er verschiedener mittlerer Wellenlängen und/oder mit Licht zweier verschiedener Kohärenzlängen zu beleuchten.

Weiters ist in der Figur 4 ein Bereich 43 im Strahlengang gekennzeichnet, der eine Vorrichtung zur visuellen Beobachtung der von einer Optik 254 auf das zweidimensionale Detektor-Array (246) abgebildeten Ebene in, vor oder hinter der Augenpupille 253 visuell zu beobachten erlaubt. Hierzu dient ein Strahlteiler 280, der diese Bild auf ein Strichkreuz 281 oder eine ähnliche Einrichtung projiziert und ein Okular 282, das dem Beobachter 283 dieses Bild betrachten hilft. An die Stelle des Okulars kann hier auch eine elektronische Kamera mit zugehörigem Monitor treten. Eine solche Beobachtungsvorrichtung kann auch in den Anordnungen nach den Figuren 2, 3 und 5 hilfreich sein.

Der Rechner 249 in den Figuren 2, 3 und 4 steuert die Verschiebetische 236 beziehungsweise 338 und die Aktuatoren 237 beziehungsweise 339 und führt an den vom Array 246 aufgenommenen Messdaten die unten beschriebene Bildverarbeitung aus.

Das Stufenspiegelverfahren kann sinngemäß noch durch die Verwendung von Vorder- und Rückfläche der Reflektoren 340 und 341 sowie durch Einsatz zusätzlicher Reflektoren in seiner Flexibilität erweitert werden.

6.2 Raum-Zeit-Domäne Interferometer auf Basis der Dual-Beam Technik.

Das Schema einer entsprechenden Implementierung des erfindungsgemäßen Verfahrens auf Basis der Dual-Beam Interferometrie ist in der Figur 5 ist dargestellt. Diese Implementierung besteht aus einem Michelson-Interferometer 51, hier in Faseroptik ausgeführt, der Ankopplungseinheit 52 an das Auge 240 und den das Interferometer steuernden und die Meßdaten verarbeitenden Rechner 249 mit dem Monitor 250.

Auch hier wird erfindungsgemäß die Intensitätsverteilung im RZI in oder nahe der Augenpupille mit seiner Umgebung mit Hilfe eines zweidimensionalen Detektor-Arrays 246 über eine die möglichen Augenlängen einschließende interferometrische Wegdifferenz hinweg registriert. Ebenso wird auch hier in Wegdifferenzschritten von ungeradem Vielfachen von $\lambda_0/2$ und gleich oder kleiner als die Kohärenzlänge, visuell, oder durch Bildmustererkennung und Bildverarbeitung am RZI das Vorliegen von Interferenz geprüft. Einzelne Referenzspiegel-Positionen der detektierten Raum-Zeit-Interferogramme ergeben hier bereits optische Teilstreckenlängen WD oder Tiefendistanzen einer ersten lichtreflektierenden Objektstruktur relativ zu einer zweiten lichtreflektierenden Objektstruktur.

Der Kern des faseroptischen Michelson-Interferometers ist ein Faserkoppler 404. Dessen Eingangsfaser 405 wird vom Koppler 404 an die Faser 406 optisch angekoppelt. Das von der Kurzkohärenz-Lichtquelle 227 in die Faser 405 gekoppelte Licht wird vom Koppler 404 auf beide Fasern verteilt und beleuchtet nach Kollimation durch die Kollimatoren 408 und 409 als Lichtstrahl 410 beziehungsweise 411 den Retroreflektor 413 beziehungsweise den Retroreflektor 235. Der Retroreflektor 413 ist auf einer Verschiebeeinheit 237 montiert, die Verschiebungen in Strahlrichtung um ungerade Anzahlen von $\lambda_0/4$ zur Erzeugung gegenphasiger Raum-Zeit-Interferogramme zur Interferenz-Erkennung erlaubt. 237 ist beispielsweise ein piezoelektrischer Aktuator. Der Retroreflektor 235 ist auf einer Verschiebeeinheit 236 so montiert, dass sich die optischen Wegdifferenzen (WD) der zwei von den Fasern 405 und 406 ab dem Teilungspunkt im Koppler 404 zu den betreffenden Retroreflektoren 413 und 235 laufenden Lichtbündel bis dorthin um etwas mehr als die Größe der zu messenden Teilstrecke TS am Auge unterscheiden können. Er wird benutzt, um die interferometrische Wegdifferenz in Schrittgrößen kleiner gleich Kohärenzlänge und/oder um ungeradzahlig Vielfache von $\lambda_0/2$ durchzustimmen.

Die an den Reflektoren 413 und 235 reflektierten Strahlen 410 und 411 werden vom Faserkoppler 404 zusammengeführt und als Mess-Doppelstrahl 420 von der Faser 406 zur Ankopplungseinheit 52 geführt. Der aus der Faser 406 austretende Mess-Doppelstrahl wird von dem Kollimator 421 parallel auf den Interferometereingang gerichtet und trifft nach Durchlaufen der Planplatte 600, des Strahlteilers 210 und des teildurchlässigen Spiegels 230 auf das Messobjekt 240. Dort wird der Doppelstrahl an allen Grenzflächen teilweise reflektiert, wie in der Figur 5 für die Corneavorderfläche 241 und die Fundusoberfläche 242 angedeutet. Die an diesen Grenzflächen reflektierten Objekt-Doppelstrahlen 426 und 427 werden vom Strahlteiler 210 über die Optik 254 zum Detektor-Array 246 reflektiert, überlagern dort, und bilden einen hellen Lichtfleck (251, 262), in dem man bei Interferenz-Status das Raum-Zeit-Interferogramm 252 beobachten kann.

Auch hier wird die jeweilige Position des Referenzspiegels von - dem Stand der Technik entsprechenden - Weggebern oder Wegsensoren an den Rechner 249 oder einen weiteren Rechner 290 gemeldet. Hier entspricht allerdings jede Referenzspiegel-Position bereits einer Teilstreckenlänge. Diese wird anhand des Zusammenhangs zwischen Positionscode und metrischer Spiegelposition errechnet und das Ergebnis vom Display 290 angezeigt.

Auch hier kann man den Referenzspiegel-Weg, analog zur Anordnung in der Figur 4, durch einen Stufen-Referenzspiegel verkürzen.

In der Figur 5 ist noch ein Rechner 249 angedeutet, der den Verschiebetisch 236 und den Aktuator 237 steuert, deren Positionen registriert und an den vom Array 246 aufgenommenen Messdaten die unten beschriebene Bildverarbeitung ausführt.

Wegen der Gewebepulsation müssen einzelne RZI von dem zweidimensionalen Detektor-Array (246) bei allen hier angeführten Kurzkohärenz-Interferometrie Techniken binnen Zeitspannen von wenigen Millisekunden aufgezeichnet werden (was technisch keine bedeutsame Einschränkung darstellt).

6.3 Justierung.

Voraussetzung für Messungen ist ein einigermaßen auf das Zentrum der Augenpupille gerichteter Messstrahl. Sonst verfehlen aus dem Auge unter größerem Winkel zur optischen Achse 239 reflektierte Objektstrahlen, beispielsweise der Strahl 261 in der Figur 2, das Photo-Detektor-Array 246. Dies wird mit Hilfe des am Interferometerausgang positionierten Detektor-Arrays 246 am zugehörigen Monitor 250 mit Hilfe des Monitor-Bilds 248 des Auges zunächst visuell anhand der dann beobachtbaren Lichtreflexe (251, 262) kontrolliert.

Ein erster Schritt zum interferometrischen Abgleich ist das Überlappen der Objektstrahlen 243 und 244 mit dem Referenzstrahl 232 (beziehungsweise der Doppelstrahlen 426 und 427 bei der Dual Beam Technik) auf dem Detektor-Array 246 (Lichtflecke 251 und 262) im Bild 255 der Augenpupille 253 auf dem Monitor 250. Dies erreicht man hauptsächlich durch geeignete Positionierung des Probanden Auges. Besonders vorteilhaft ist hier die Anordnung nach Figur 3, wo die vom Messstrahl 231 beleuchtete Stelle der Augenpupille 253 mittels der Optik 254 auf das Detektor-Array 246 abgebildet wird. Sorgt man noch dafür, dass der Referenzstrahl 235 von dem Referenzspiegel in sich reflektiert wird, wird damit auch gleichzeitig eine entsprechende Stelle des Referenzstrahls auf dem Detektor-Array 246 abgebildet. Bei der Dual Beam Technik werden die zwei vom Auge reflektierten Doppelstrahlen 426 und 427 von der Optik 254 aus der Pupillenebene auf das Detektor-Array 246 abgebildet, was ein Überlappen dort schon weitgehend sicherstellt.

Im zweiten Schritt zum interferometrischen Abgleich ist die Länge des Referenzstrahls bis zum Erreichen des Interferenz-Status in Schrittgrößen gleich dem ungeradzahligen Vielfachen von

$\lambda_0/2$ durchzustimmen; ein auftretendes RZI kann sowohl visuell am Monitor 250 als auch per Array-Bild im Rechner über Bildmustererkennung erkannt werden.

Schließlich sind RZI- und Referenzspiegel-Position bei Interferenz-Status am Weggeber der Verschiebeeinheit visuell oder per Rechner festzustellen und zur weiteren Verarbeitung vom Computer 249 aufzuzeichnen.

Für diese Justierschritte ist neben einem Fixationslicht (ein solches läßt sich mit Hilfe einer Lichtquelle 451, wie in der Figur 4 angedeutet und unten näher ausgeführt, realisieren) auch eine separate Beleuchtung des Auges hilfreich, beispielsweise mittels LED 260 über den teildurchlässigen 90°-Reflektor 230.

Die Notwendigkeit, die Justierung über eine größere Zeitspanne aufrecht erhalten zu müssen, kann bei den hier benutzten Interferometrie-Techniken durch Verwendung von mehreren Lichtquellen unterschiedlicher Kohärenzlänge, die an der Stelle der einzelnen Lichtquelle 227 gleichzeitig oder in zeitlicher Reihenfolge das Interferometer beleuchten, erleichtert werden. Beispielsweise wird man zuerst eine orientierende Messung mit großer Kohärenzlänge ausführen, um die Justierung zu erleichtern, und anschließend eine genauere Messung mit kleiner Kohärenzlänge in der Umgebung der Interferenzen durchführen. Hierzu eignet sich eine Anordnung analog der im Kasten 42 der Figur 4 angedeuteten, wobei hier die Lichtquellen 401 und 402 unterschiedliche Kohärenzlängen besitzen. Analoges erreicht man auch mittels einer Lichtquelle 227 mit variabler Kohärenzlänge.

In allen hier beschriebenen Meßanordnungen zur Längenmessung kann zur Stabilisierung der Augenposition außerdem ein Fixationslicht erforderlich sein. Ein solches läßt sich mit Hilfe einer Lichtquelle 451, deren Lichtstrahl 450 mittels einer Optik 452 zu einem Parallelstrahl kollimiert und über einen kardanischn montierten (durch die 2 gekrümmten Doppelpfeile 454 und 455 angedeutet) teildurchlässigen 90°-Reflektor 453 auf das Auge gerichtet wird, realisieren. Das ist in der Figur 4 angedeutet. Durch Verschieben der Optik 452 in Strahlrichtung können Ametropien des Probandenauges 240 kompensiert werden. Eine solche Fixationseinrichtung kann in den anderen Strahlengängen ebenfalls vor dem Probandenauge angeordnet werden.

6.4 Interferometrische Cornea-Topographie auf Basis der Raum-Zeit-Domäne Interferometrie.

Die obigen Kurzkohärenz-Interferometer können durch Adaptierungen der Interferometer-Beleuchtung zur interferometrischen Cornea-Topographie eingesetzt werden. Basis hierzu sind das in oder nahe der Cornea lokalisierte RZI als auch das daraus abgeleitete Interferogramm-Differenz-Bild oder das Interferogramm-Differenzbetrags-Bild:

a. Wenn Referenzstrahl und Messstrahl etwa entlang der Augennachse orientiert sind, ist das entstehende RZI leicht als Quasi-Placido-Topogramm oder Höhenschichtlinienbild der Cornea analog zum klassischen Placido-Ringbild interpretierbar. Aus diesem kann nach Aufzeichnung durch das Photodetektor-Array 246 im Computer 249 die Brechkraftverteilung der Cornea bestimmt werden. Allerdings erhält man mit Licht aus dem hier meist benutzten sichtbaren Licht oder nahen Infrarotlicht ein sehr linienreiches, schwer auflösbares Topogramm.

b. Um dessen Liniendichte zu reduzieren, beleuchtet man das Interferometer erfindungsgemäß gleichzeitig mit Licht mehrerer Wellenlängen, beispielsweise mit zwei (λ_1 und λ_2), wie im Kasten 41 in Figur 4 durch die Lichtquellen 401 und 402 angedeutet. Die von diesen (hier 2) Lichtquellen emittierten Strahlen werden mittels Strahlteiler 403 kollinear miteinander gekoppelt. Analog können auch auf den Strahlengängen der Figuren 2, 3 und 5 beruhende Interferometer für die Cornea-Topographie angepasst werden. Eine Interferometer-Beleuchtung mit Licht mehrerer Wellenlängen kann auch dadurch realisiert werden, dass das Interferometer mithilfe mehrerer per Faserkoppler 700 verbundener Lichtquellen (701, 702) gleichzeitig mit Licht mehrerer (zweier) mittlerer Wellenlängen beleuchtet wird (Kasten 42 in Figur 4).

Mit Licht zweier Wellenlängen erhält man eine effektive Wellenlänge von $\Lambda = \lambda_1 \cdot \lambda_2 / |\lambda_1 - \lambda_2|$; beispielsweise für die Wellenlängen 780 nm und 782 nm eine effektive Wellenlänge von $\approx 0,3$ mm mit entsprechend reduzierter Höhenschichtliniendichte. Allerdings erhält man zunächst ein Moiré-Muster aus den Einzelinterferogrammen; hieraus läßt sich durch räumliche Hochpaß-Filterung ein RZI gewinnt, das der effektiven Wellenlänge Λ entspricht. Die Breite der Höhenschichtlinien kann durch Verwendung von mehr als 2 Lichtquellen mit unterschiedlichen Emissionswellenlängen für eine präzisere Höhencharakterisierung verkleinert werden.

c. Der Messstrahldurchmesser kann durch entsprechendes Zoomen der Brennweiten des Fernrohrs 229 der Interferometer-Beleuchtung an den Corneadurchmesser angepaßt werden.

d. Der Tiefen-Messbereich kann durch entsprechend große Kohärenzlängen der Lichtquelle (227) an die Tiefenausdehnung der Cornea angepaßt werden. Dies ist beispielsweise mittels Laserdioden möglich, deren Kohärenzlänge mit der Stärke des Pumpstroms zunimmt. So realisiert man mit einfachen Laserdioden einen Kohärenzlängenbereich von wenigen μm bis zu einigen mm. Alternativ kann auch über eine Vorrichtung, wie im Kasten 41 der Figur 4 abgebildet, eine Superlumineszenz-Diode mit sehr kurzer Kohärenzlänge (an Position 401) und eine Laserdiode mit großer Kohärenzlänge (an Position 402) das Interferometer gleichzeitig oder abwechselnd beleuchtet werden.

e. Die RZI-basierte Cornea-Topographie kann auch mit dem Dual Beam Interferometer ausgeführt werden; hierbei muß der das Auge beleuchtende Doppelstrahl eine Wegdifferenz etwa gleich Augen-Achslänge besitzen, um Interferogramm-Verzerrungen durch - neben dem Corneareflex - andere von größeren intraokulären Flächen stammende Reflexe zu vermeiden.

Wegen der um zwei Größenordnungen geringeren Reflektivität der hinteren im Vergleich zur vorderen Corneafläche, stört deren Höhenschichtlinienbild nicht. Nicht rotationssymmetrische RZIs, die bei exzentrischer Corneabeleuchtung entstehen, können rechnerisch in leicht interpretierbare rotationssymmetrische Quasi-Placido-Topogramme transformiert werden.

6.5 Messdaten Akquisition und Vorverarbeitung.

a. Messvorgang (RZI-A-Scan). Beim eigentlichen Messvorgang wird per Delay Line, beispielsweise mit einem Referenzspiegel (235, 340, 341), der vom Rechner 249 gesteuert wird, die Messstrecke in Schritten von ungeradzahligem Vielfachen von $\lambda_0/2$ durchgestimmt (in den Figuren 2, 3 und 4 in z-Richtung, in der Figur 5 in y-Richtung). Der Rechner 249 steuert ferner den Aktuator (237, 339), registriert die Position des Referenzspiegels, registriert die zugehörigen Bilddaten des Array-Detektors 246 und führt die unten beschriebene Bildverarbeitung aus. Um nicht Interferenz-Status-Positionen zu übersehen, ist es notwendig, die RZI in Weg- beziehungsweise Wegdifferenz-Schritten kleiner als Kohärenzlänge δl , beziehungsweise entsprechenden Phasenschritten bei Verwendung einer anderen Delay Line, zu registrieren.

b. Interferenz-Status. Stimmen bei der Reflektometer-Technik die optische Distanz des Referenzspiegels (235, 340, 341) vom Strahlteiler 210 und die optische Distanz einer

Grenzfläche im Auge 240 vom Strahlteiler 210 innerhalb der Kohärenzlänge überein, beziehungsweise stimmt beim Dual-Beam Verfahren die Wegdifferenz im Interferometer 51 mit der Wegdifferenz zwischen zwei Licht reflektierenden Stellen im Auge überein, tritt am Detektor-Array 246 das RZI 252 auf. Die Position des betreffenden Referenzspiegels (bei Interferenz-Status) ist die „Interferenz-Position“ IP. Dieser interferometrische Abgleich ist die Basis sowohl für die Längenmessung – dort bildet IP das Ergebnis – als auch für die Cornea-Topographie – dort bildet das RZI beziehungsweise bilden die aus dem RZI abgeleiteten Interferogramm-Bilder bei der IP für die Cornea das Ergebnis.

In der Figur 3 ist die Interferenz-Position der Referenzspiegel beispielsweise für die Cornea-Vorderfläche mit Position 235' und für die Fundusoberfläche mit Position 235'' angedeutet. In der Figur 5 liegt Interferenz-Status dann vor, wenn die vom beleuchtenden Michelson-Interferometer 51 erzeugte Wegdifferenz (2.WD) im Doppelstrahl 420 gleich der optischen Wegdifferenz zweier Augenstrukturen ist. Wenn die Länge des Referenzstrahls durch andere Methoden als durch Verschieben des Referenzspiegels verändert wird, bedeutet „Referenz-Position“ die zur betreffenden Referenzstrahlänge äquivalente Phase.

Es gibt zunächst die Möglichkeit, den Interferenz-Status anhand des Monitor-Bilds 248 während des Durchstimmens der interferometrischen Wegdifferenz durch das Auftreten des RZI visuell zu erkennen. Weiters kann das Auftreten des RZI im Interferenz-Status – anders ausgedrückt: das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs – im vom Detektor-Array registrierten Pupillenbild mittels digitaler Bildmustererkennung linienartiger Strukturen, beispielsweise mit kommerzieller Software, im Rechner (249) erkannt werden. Es braucht hier nicht nach bestimmten Linienmustern gesucht werden, vielmehr reicht es, generell das Vorliegen linienartiger Strukturen festzustellen. Zur Längenmessung wird die betreffende Referenzspiegel Interferenz-Position IP, beziehungsweise bei der topographischen Messung das RZI vom Rechner 249 registriert.

c. Interferenz-Status Erkennung durch kohärent/inkohärent Unterscheidung. Visueller und digitaler Nachweis eines RZI kann durch Vorverarbeitung des Monitor-Bilds 248 dadurch beschleunigt werden, dass alle inkohärenten, also nicht durch Interferenz entstandenen Bildstrukturen, im Computer aus dem Array-Bild entfernt werden. Erfindungsgemäß wird dies anhand der Differenz aus jeweils gegenphasigen Array-Bildern erreicht. Bildet man die Pixel-

Differenz solcher Array-Bilder, verschwinden alle auf inkohärenten Bildanteilen beruhenden Pixel. Verbleibende Pixel repräsentieren das Interferenzterm-Bild des RZI; deren Vorhandensein wird zum Auslösen des Abspeicherns der von Positionsgebern der Verschiebeeinheiten (236, 337) gelieferten Interferenz-Positionen des Referenzspiegels (zum Beispiel 235' und 235'' in der Figur 3), beziehungsweise die Aufzeichnung der RZI in den Interferenz-Positionen für die topographische Messung durch den Rechner 240 (eventuell unter Mittelwertbildung über die RZI in den Interferenz-Positionen) benutzt.

Erläuterung. Einfachheitshalber werden für die folgende Prinzip-Betrachtung die Intensitäten I_1 von Referenzstrahl und I_2 von Objektstrahl gleich gesetzt. Nach dem allgemeinen Interferenzgesetz erhält man bei kohärenter Überlagerung von Referenzstrahl und Objektstrahl I_2 mit den Intensitäten I_1 beziehungsweise I_2 in einem Punkt (ξ, η) des Array-Bilds als Summe:

$$I(\xi, \eta; \Delta\phi) = I_1(\xi, \eta) + I_2(\xi, \eta) + J_{12}(\xi, \eta; \Delta\phi). \quad (2)$$

$$J_{12}(\xi, \eta; \Delta\phi) = 2 \cdot [I_1(\xi, \eta) \cdot I_2(\xi, \eta)]^{1/2} \cdot \cos \Delta\phi \quad (3)$$

ist der von der Phasendifferenz $\Delta\phi$ der 2 Wellen abhängige Interferenzterm (M. Born u. E. Wolf, Principles of Optics, Cambridge University Press, Chapter 10). Dabei gilt für gegenphasige (Phasendifferenz π) Interferenzterme:

$$J_{12}(\xi, \eta; \Delta\phi) = -J_{12}(\xi, \eta; \Delta\phi + \pi). \quad (4)$$

Differenz und Betrag. Bildet man die Differenz $\Delta I(\xi, \eta)$ zweier gegenphasiger Interferogramme, deren Phasendifferenzen $\Delta\phi$ sich um π unterscheiden, erhält man den doppelten Interferenzterm des RZI, das Interferogramm-Differenz-Bild 256:

$$\Delta I(\xi, \eta) = I(\xi, \eta; \Delta\phi) - I(\xi, \eta; \Delta\phi + \pi) = 2 \cdot \text{Interferenzterm (kohärenten Ursprungs)}. \quad (5)$$

Die Differenz zweier Intensitäten inkohärenten Ursprungs hingegen, wie das Bild des Auges außerhalb des RZI, gibt

$$\Delta I(\xi, \eta) = 0. \quad (6)$$

Im Rechner wird nun die Differenz zweier zeitlich kurz aufeinander folgender Array-Bilder mit gegenphasigen RZI, aber ansonsten möglichst unveränderter Bildstruktur, gebildet: in diesem Interferogramm-Differenz-Bild verschwinden alle Pixel inkohärenten Ursprungs. Das ist in den Figuren 2, 3 und 5 in den Teilbildern 22, 32 und 53 dargestellt, und zwar jeweils in der rechten

Spalte der Monitorbilder: oberes Teilbild in Interferenz-Status, unteres Teilbild außerhalb des Interferenz-Status ($256 = 2 \times \text{Interferenzterm}$, $247 = \text{Bildanteil inkohärenten Ursprungs}$). Diese Interferogramm-Differenz-Bilder können sehr schnell gewonnen werden, weil alle Pixeloperationen (Erzeugen des gegenphasigen RZI und Differenzbildung) parallel erfolgen können. Diese Bilder ermöglichen bereits ein schnelles visuelles Erkennen eines Interferenz-Status und reduzieren wegen der verkleinerten verbleibenden Pixelanzahl auch den Aufwand der digitalen Bildmustererkennung.

Bildet man den Differenzbetrag $|\Delta I(\xi, \eta)|$ gegenphasiger Raum-Zeit-Domäne Bilder, erhält man als Ergebnis das Interferogramm-Differenzbetrag-Bild, ein etwas verändertes Interferogramm-Differenz-Bild (mit doppelter Streifenzahldichte), das sich vor allem durch unipolare positive Pixelwerte auszeichnet. Das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs kann zunächst anhand des Auftretens des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds genauso erkannt werden, wie eben für das Interferogramm-Differenz-Bild beschrieben.

Pixelsummen-RZI-A-Scan Signal. Das Interferogramm-Differenzbetrag-Bild kann jedoch noch mehr: Bildet man die Summe der Pixelwerte PS des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds entlang der jeweiligen Weglängen, Wegdifferenzen beziehungsweise Tiefenpositionen im Objekt und trägt diese Pixelsummen PS über der Objekt-Tiefenposition z auf, erhält man ein Pixelsummen-RZI-A-Scan Signal – $PS(z)$, das dem klassischen Zeit-Domäne A-Scan Signal entspricht. Dieses Signal kann „wie gewohnt“ zur Längenmessung benutzt werden.

d. Anzeige der Teilstrecken-Länge. Das im Interferogramm-Differenz-Bild und im Interferogramm-Differenzbetrag-Bild bei Interferenz-Status allein auftretende Bildsignal löst im Rechner 249 das Auslesen der Referenzspiegel-Position aus. Aus diesen Positionen berechnet der Rechner auf Basis des Zusammenhangs zwischen dem Positionscode und der metrischen Position die Teilstreckenlänge. Diese wird per Monitor oder separatem Display (290) angezeigt. Ebenso wird mit dem Pixelsummen-RZI-A-Scan Signal verfahren. Auch dieses wird, nach Umrechnung des Positionscode in metrische Positionen, per Monitor oder separatem Display angezeigt.

6.6 Teilstrecken-Längenmessung und Cornea-Topographie mittels RZI-Tomographie.

Hier bilden RZI-A-Scans die Basis für ein neues, der OCT entsprechendes Abbildungsverfahren. Pixelsummen-Signale sowohl vom Reflektometer als auch vom Dual Beam Verfahren können in Abhängigkeit von der z-Position aus seitlich (x- oder y-Richtung) benachbarten Objektzonen als Helligkeitswerte seitlich benachbarter Linienelemente zur Synthese tomographischer Bilder benutzt werden. Hierzu eignen sich Pixelsummen-RZI-A-Scan Signale $PS(P)$ aus den Pixeln der Interferogramm-Differenz-Bilder oder der Interferogramm-Differenzbetrag-Bilder entlang der Referenzspiegel-Position P beim Reflektometer oder entlang der Interferometer-Wegdifferenz WD beim Dual Beam Verfahren. Diese Signale werden aus seitlich benachbarten Objektzonen gewonnen und als Helligkeitswerte seitlich benachbarter Linienelemente zur Synthese solcher Bilder benutzt.

Hierzu wird der Messstrahl 231, beziehungsweise bei der Dual Beam Technik der Messstrahl 420 in zeitlicher Reihenfolge schrittweise seitlich verschoben auf das Objekt gerichtet und durchgestimmt. Das seitlich Verschieben wird am einfachsten durch eine von den betreffenden Messstrahlen durchsetzte, vom Rechner 249 gesteuerte kippbare Planplatte 600 im Beleuchtungsstrahl (wie beispielsweise in Figur 5) oder im Messstrahl (wie beispielsweise in den Figuren 2, 3 und 4) erreicht, deren Kippachse normal zur Strahlrichtung orientiert ist, wie durch den Doppelpfeil 601 angedeutet. Alternativ wird ein solches Verschieben auch dadurch erreicht, dass der auf das Objekt gerichtete Messstrahl zunächst auf einen vom Rechner 249 über einen Galvanometer-Antrieb gesteuerten rotierenden Spiegel trifft, der sich im Fokus einer Optik befindet, die den Messstrahl wiederum parallel zur optischen Achse (239) auf das Messobjekt (Auge) richtet.

Diese Anordnungen liefern die Daten für sagittale RZI-basierte Schnittbilder von Cornea bis Fundus. Aus diesen Bildern können daher Teilstreckenlängen abgeleitet werden. Da man bei diesem Verfahren ein Schnittbild des Auges erhält, bekommt man zusätzliche Evidenz über die Position der gemessenen Teilstrecken beziehungsweise Topographien. Das kann insbesondere bei starken Unregelmäßigkeiten der Augenstruktur und bei sehr fragilen Patienten von entscheidender Bedeutung sein.

7. On line und off line.

Die angeführten Verfahren der Längenmessung und der Cornea-Topographie können on line in Realzeit oder mit Hilfe von Bildspeichern oder anderen bildaufzeichnenden Hilfsmitteln erfolgen oder off line, nachdem die RZIs, Interferogramm-Differenz-Bilder oder das Pixelsummen-RZI-A-Scan Signal per Computer abgespeichert worden sind.

8. Durch die Erfindung erzielte Vorteile.

Da das gesamte RZI benutzt wird, steht erheblich mehr Licht zur Verfügung als beim bisher benutzten klassischen Zeit-Domäne Verfahren mit oder ohne Dual-Beam Technik. Es kann mit erheblich größerer Sensitivität gerechnet werden ($\approx +20\text{dB}$). Ferner entfallen die oft sehr mühsame Suche nach dem Raum-Interferogramm innerhalb der Augenpupille (oder innerhalb deren Bilds), die nachfolgend erforderliche Suche nach einem geeigneten Messpunkt innerhalb des Raum-Interferogramms, sowie das oft kaum mögliche Nachführen des Photodetektors nach dem Messpunkt. Ein weiterer Vorteil ist das gemeinsame Messprinzip bei Längenmessung und Topographie. Das ermöglicht es zwanglos, beide Messverfahren in einem Gerät zu implementieren. Schließlich können die RZI Signale auch die Basis zur Gewinnung von RZI-basierten Tomographie-Bildern bilden.

Es ergibt sich ein sehr effektives und Justage-tolerantes Verfahren. Insbesondere läßt sich auf Basis der Dual-Beam Technik ein besonders effektives und Justage-unempfindliches Augen-Teilstrecken Messverfahren realisieren, welches auch das Potential für eine Implementierung von Längenmessung und Cornea-Togographie in einem Handgerät besitzt.

Dr. Adolf Friedrich Fercher, Hassreitersteig 3/11, 1230 Wien

Patentanmeldung: Verfahren und Anordnungen zur
Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferometrie für die ophthalmologische
Teilstrecken-Längenmessung und Cornea-Topographie

PATENTANSPRÜCHE

- 1.** Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich mithilfe des Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms (RZI) in der Augenpupille, in deren Umgebung oder einem Bild hiervon erfolgt.
- 2.** Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich anhand des Auftretens des Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms (RZI) in der Augenpupille, in deren Umgebung oder einem Bild hiervon erfolgt.
- 3.** Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenz im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich auf der Basis eines

Differenzbilds, gebildet aus zwei Array-Bildern in oder nahe der Pupillenebene des beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen (RZI) erfolgt.

4. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich auf der Basis zweier Array-Bilder in oder nahe der Pupillenebene des beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen (RZI) erfolgt.

5. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich auf der Basis des Differenzbetrags zweier Array-Bilder in oder nahe der Pupillenebene des beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen (RZI) erfolgt.

6. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich auf der Basis des pixelweisen Differenzbetrags zweier Bilder des beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen (RZI) in oder nahe der Pupille erfolgt.

7. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, bei dem das Auge von einem Messstrahl von vorne beleuchtet wird und durch einen interferometrischen Abgleich von Laufzeiten oder Weglängen im Auge mit bekannten Laufzeiten oder Weglängen im Interferometer bei der Reflektometer-Technik, beziehungsweise von Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Auge mit bekannten Laufzeitdifferenzen oder Weglängendifferenzen im Interferometer beim Dual Beam Verfahren, Teilstrecken des Auges gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass der interferometrische Abgleich auf der Basis der Summe der Pixelwerte des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds des beleuchteten Auges mit gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogrammen (RZI) in oder nahe der Pupille erfolgt.

8. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge, nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung vorgesehen ist, die die optische Länge des Messstrahls oder des Objektstrahls oder des Referenzstrahls um ungeradzahlige Vielfache der halben mittleren Wellenlänge ändert.

9. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass eine Verschiebevorrichtung für einen Spiegel oder Reflektor vorgesehen ist, der die optische Länge des Messstrahls oder des Objektstrahls oder des Referenzstrahls um ungeradzahlige Vielfache der halben mittleren Wellenlänge ändert.

10. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass eine Delay Line vorgesehen ist, die die optische Länge des Messstrahls oder des Objektstrahls oder des Referenzstrahls um ungeradzahlige Vielfache der halben mittleren Wellenlänge ändert.

11. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass ein zweidimensionales Detektor-Array (246) vor der Augenpupille so angeordnet ist, dass auf ihm vom Objekt reflektierte oder zurück gestreute Objektstrahlen und Referenzstrahlen interferometrisch überlagern.

12. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen dem zweidimensionalen Detektor-Array (246) und der Augenpupille eine Optik (254) angeordnet ist, die das virtuell in einer Ebene

in, vor oder hinter der Augenpupille (253) auftretende Interferogramm auf das Detektor-Array abbildet.

13. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass ein treppenförmiger Referenzspiegel mit in Strahlrichtung versetzten Spiegelstufen (340, 341) vorgesehen ist, auf dessen verschiedene Stufen der Referenzstrahl während des Durchstimmens seiner Länge trifft.

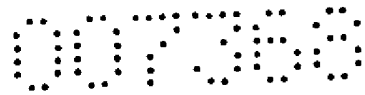
14. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass ein Monitor 250 vorgesehen ist, der das von einem Detektor-Array (246) registrierte Pupillenbild sichtbar macht, so dass das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs durch das Auftreten linienartiger Strukturen im Überlappungsbereich (251, 262) von Objektstrahl und Referenzstrahl im Bild 255 der Augenpupille 253 visuell festgestellt werden kann.

15. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach Ansprüchen 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass ein Rechner (249) angeordnet ist, der mit Software zur digitalen Bildmustererkennung linienartiger Strukturen an dem vom Detektor-Array (246) registrierten Pupillenbild das Vorliegen des Interferenz-Status feststellt.

16. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs anhand eines RZI-A-Scan Signals, gebildet als Summe aus den Pixelwerten des Interferogramm-Differenzbetrags-Bilds, aufgetragen über der Objekt-Tiefenposition, visuell per Monitor oder im Rechner festgestellt wird.

17. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass aus zwei kurz aufeinander folgenden gegenphasigen Array-Bildern ein Differenzbild oder ein Differenzbetrag-Bild berechnet wird und dass das bei Interferenz-Status verbleibende Bildsignal das Ablesen der Referenzspiegel-Position auslöst sowie dessen Umrechnung in metrische Größen und anschließende Präsentation in einem Display (290) veranlasst.

18. Verfahren der Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach den Ansprüchen 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass der optische Ausgleich anhand der



Summe der Pixelwerte des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds entlang der jeweiligen Weglängen, Wegdifferenzen beziehungsweise Tiefenpositionen im Objekt beurteilt wird.

19. Anordnung zur optischen Teilstrecken-Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass im Referenzstrahlengang Vorrichtungen aus Umlenkspiegeln und Retroreflektoren (234, 235, 334, 340, 341, 413) auf Verschiebeeinheiten (236, 237, 337, 338, 339) angeordnet sind, die die Umlenkspiegel und Retroreflektoren schrittweise, insbesondere um ungerade Vielfache eines Viertels der mittleren Wellenlänge, in Strahlrichtung verschieben.

20. Anordnung zur optischen Teilstrecken-Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass im Messstrahlengang Vorrichtungen aus Umlenkspiegeln und Retroreflektoren (234, 235, 334, 340, 341) auf Verschiebeeinheiten (236, 237, 337, 338, 339) angeordnet sind, die die Umlenkspiegel und Retroreflektoren schrittweise, insbesondere um ungerade Vielfache eines Viertels der mittleren Wellenlänge, in Strahlrichtung verschieben.

21. Anordnung zur optischen Teilstrecken-Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass als Interferometer-Beleuchtung eine Lichtquelle (227) mit hoher Raumkohärenz und variabler Kohärenzlänge vorgesehen sind.

22. Anordnung zur optischen Teilstrecken-Längenmessung am Auge nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass als Interferometer-Beleuchtung zwei oder mehrere diskrete Lichtquellen (401, 402, 701, 702) mit hoher Raumkohärenz und unterschiedlichen Kohärenzlängen vorgesehen sind.

23. Verfahren der Cornea-Topographie zur Messung der Form und Brechkraftverteilung der Cornea, dadurch gekennzeichnet, dass die Cornea-topographische Form- und Brechkraftmessung auf der Basis eines Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms (RZI) im Bereich der Cornea erfolgt.

24. Verfahren der Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der optische Ausgleich anhand des Auftretens eines Interferogramm-Differenz-Bilds des RZI mit seiner Umgebung festgestellt wird.

- 25.** Verfahren der Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der optische Ausgleich anhand des Auftretens eines Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds des RZI mit seiner Umgebung festgestellt wird.
- 26.** Verfahren der Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der optische Ausgleich anhand der Summe der Pixelwerte des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds festgestellt wird.
- 27.** Verfahren der Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass der optische Ausgleich anhand der Summe der Pixelwerte des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds entlang der jeweiligen Weglängen, Wegdifferenzen beziehungsweise Tiefenpositionen im Objekt beurteilt wird.
- 28.** Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach den Ansprüchen 23 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass am Interferometereingang ein zoombares Teleskop (229) vorgesehen ist, das durch Zoomen seiner Brennweiten den Messstrahldurchmesser der Interferometer-Beleuchtung an den Corneadurchmesser angepaßt.
- 29.** Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie am Auge nach den Ansprüchen 23 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass eine Delay Line für den Referenzstrahl und/oder den Messstrahl vorgesehen ist, deren Länge in diskreten Positionen so arretierbar ist, dass das RZI in der Cornea lokalisiert werden kann.
- 30.** Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach den Ansprüchen 23 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass der im Dual Beam Interferometer das Durchstimmen der Wegdifferenzen bewirkende Retroreflektor (235) auf eine Wegdifferenz von etwa Augen-Achslänge des jeweiligen Patienten fix eingestellt werden kann.
- 31.** Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach den Ansprüchen 23 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass am Interferometereingang ein Strahlteiler vorgesehen ist, über den das Interferometer gleichzeitig mit Licht aus mehreren, insbesondere zwei Quellen (401, 402), mit unterschiedlicher mittlerer Wellenlänge, beleuchtet wird.

32. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach den Ansprüchen 23 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass der Interferometereingang von Licht mehrerer mittlerer Wellenlängen beleuchtet wird, das per Faserkoppler (700) aus mehreren Lichtquellen (701, 702) zusammengeführt wird.

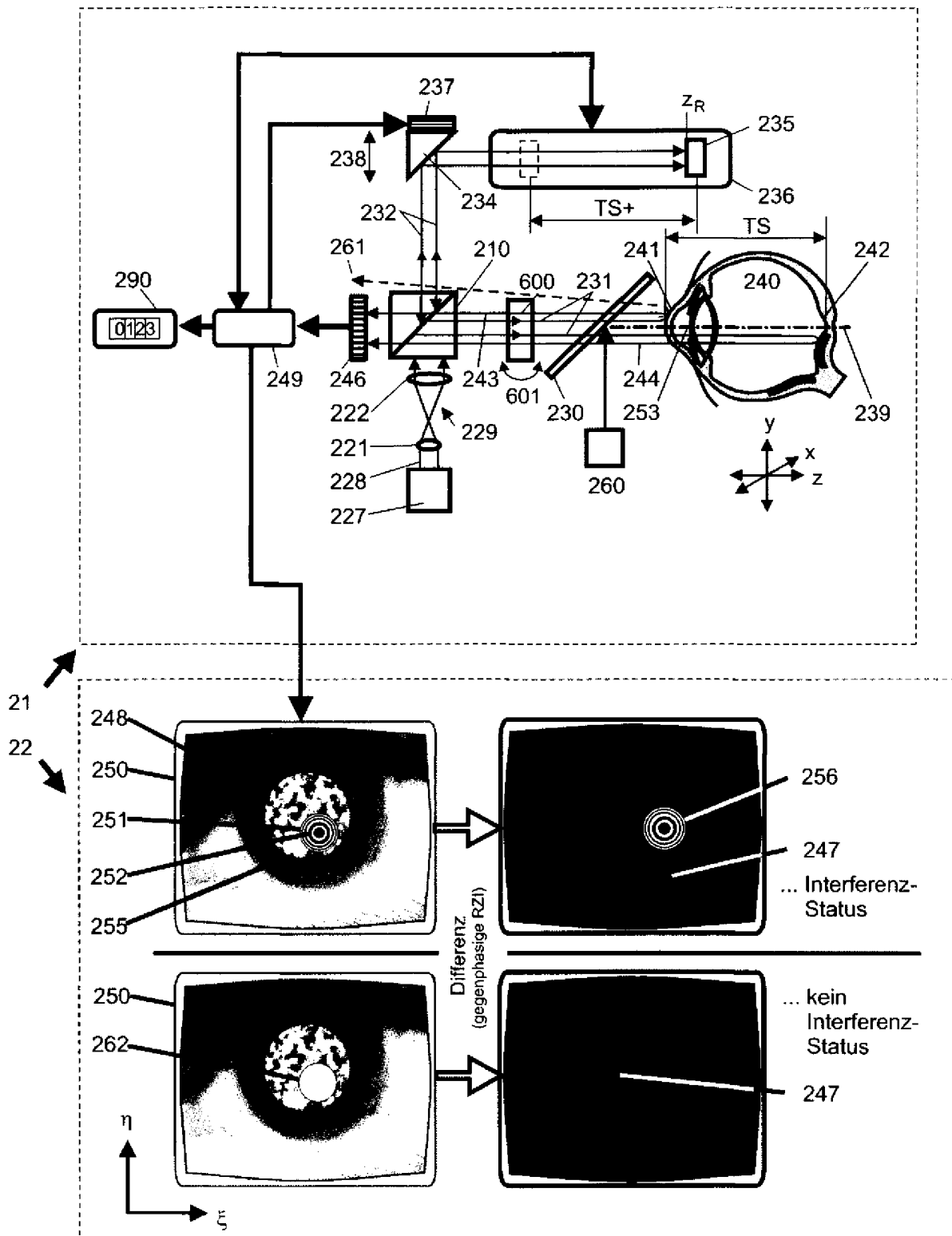
33. Verfahren der Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung und Cornea-Topographie auf Basis des interferometrischen Abgleichs mithilfe des Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms (RZI), dadurch gekennzeichnet, dass beim Reflektometer oder beim Dual Beam Verfahren Pixelsummen-RZI-A-Scan Signale in Abhängigkeit von der Objektktiefen- oder z-Position aus seitlich (x- oder y-Richtung) benachbarten Objektzonen als Helligkeitswerte für seitlich benachbarte Linienelemente zur Synthese tomographischer Bilder benutzt werden, aus welchen im Rechner (246) oder aus dem von diesem erzeugten tomographischen Bild die gesuchten intraokulären Distanzen gewonnen werden können.

34. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach dem Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, dass die das Messobjekt beleuchtenden Messstrahlen (231, 420) durch eine vom Rechner (249) gesteuerte kippbare Planplatte (600), deren Kippachse (601) normal zur Strahlrichtung orientiert ist, auf transversal benachbarte Positionen am Messobjekt (Auge) gerichtet wird.

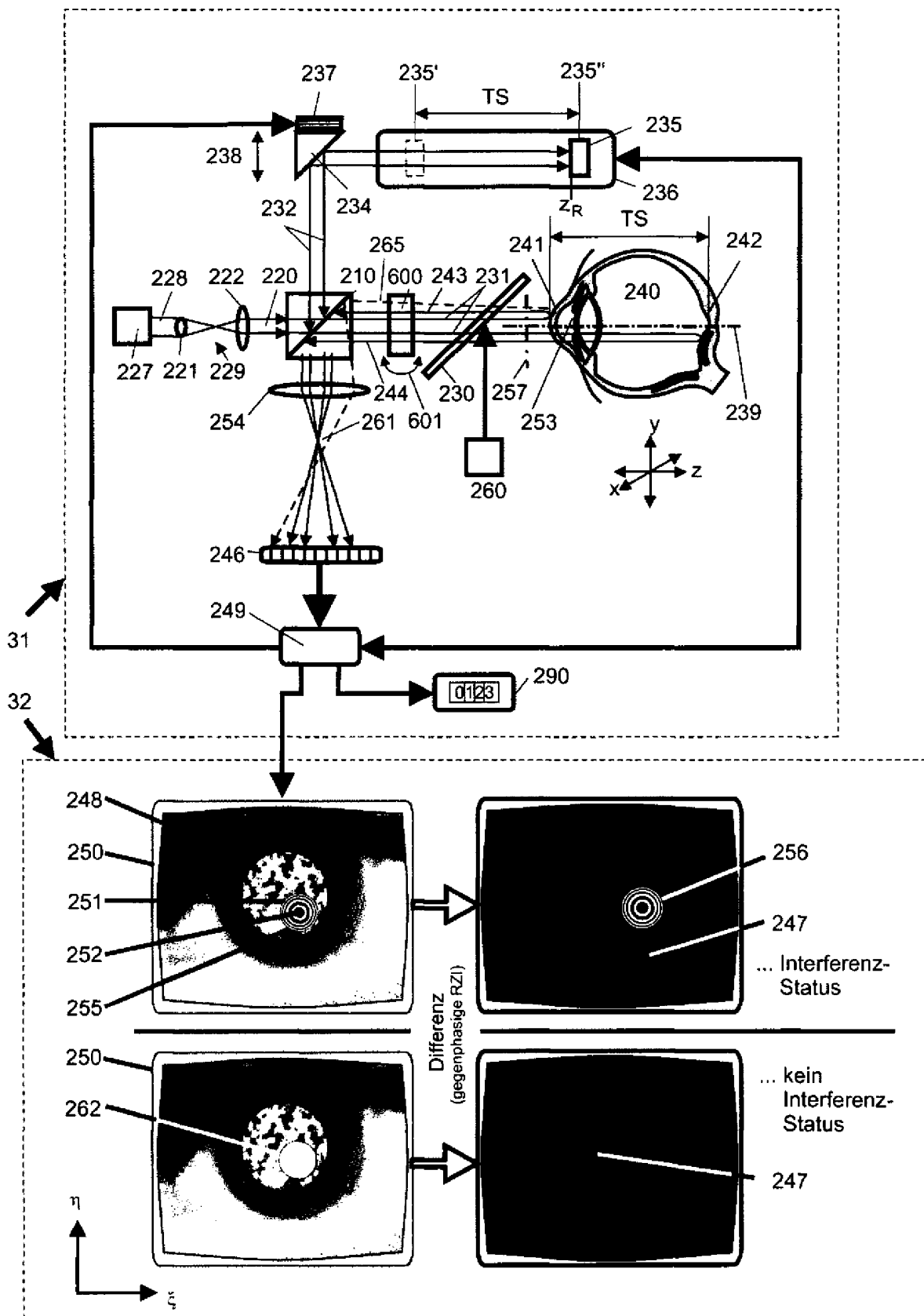
35. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Cornea-Topographie nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, dass ein vom einem Rechner (249) über einen Galvanometer-Antrieb gesteuerter rotierender Spiegel im Fokus einer Optik vorgesehen wird, die die das Messobjekt beleuchtenden Messstrahlen (231, 420) parallel zur optischen Achse (239) auf transversal benachbarte Positionen am Messobjekt (Auge) richtet.

36. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung und Cornea-Topographie am Auge, nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung (43) zur Beobachtung des Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramme (RZI) und der zugehörigen Umgebung am Auge vorgesehen ist.

36. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Teilstreckenmessung und Cornea-Topographie nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass beide Messungen mit demselben Interferometer ausgeführt werden.



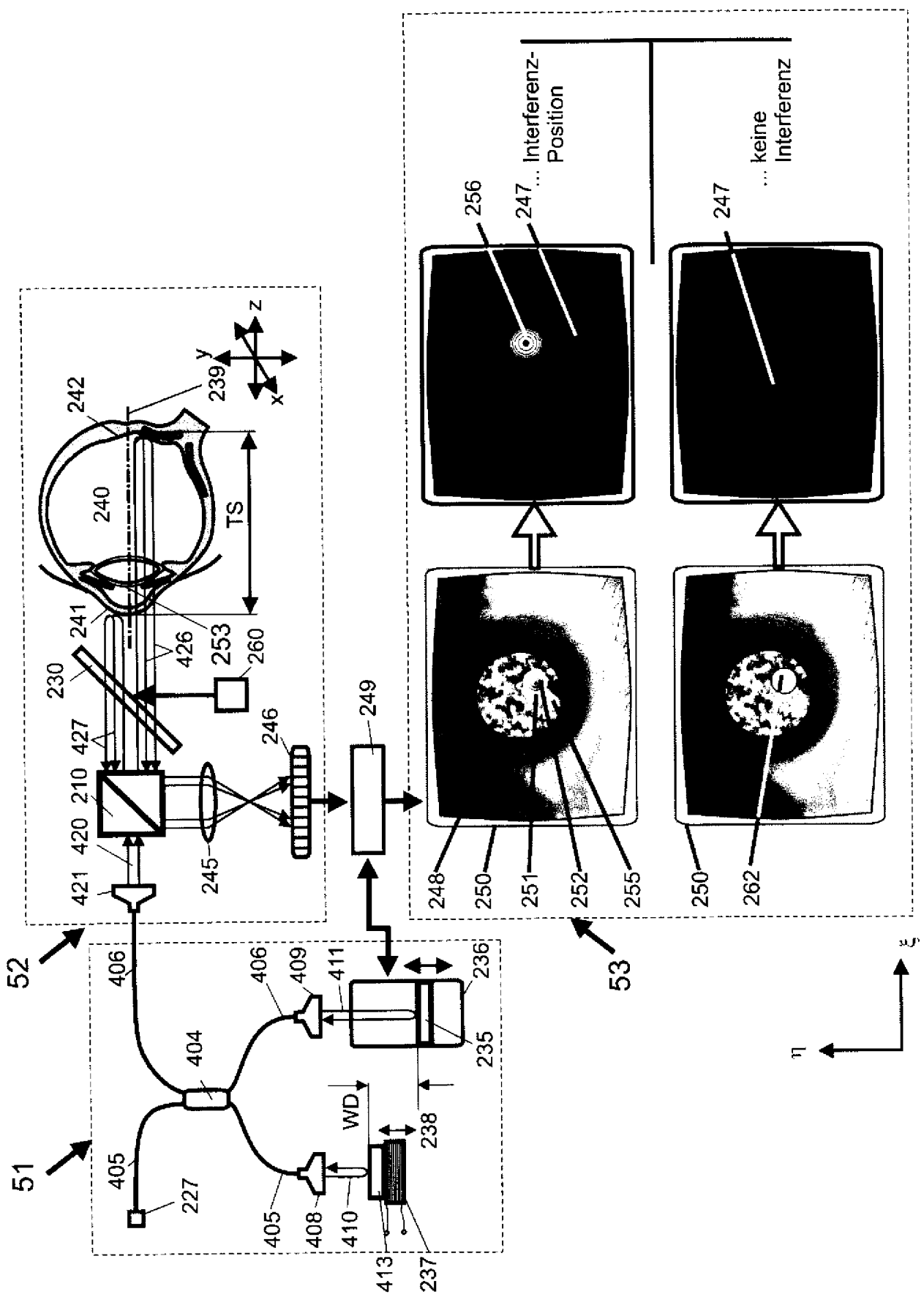
Figur 2



Figur 3

007038

Figur 5



Patentanmeldung: Verfahren und Anordnungen zur
Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferometrie für die ophthalmologische
Teilstrecken-Längenmessung und Cornea-Topographie

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung, insbesondere am Auge, bei dem das Meßobjekt bei der Reflektometer-Technik von einem Messstrahl und bei der Dual-Beam-Technik von einem Mess-Doppelstrahl jeweils mit Licht kurzer Kohärenzlänge beleuchtet wird und bei der Reflektometer-Technik durch einen interferometrischen Abgleich anhand des Auftretens von Kurzkohärenz-Interferenzen die leicht einstellbare und meßbare Weglänge des Referenzstrahls der Weglänge des Messstrahls angepaßt wird und bei der Dual-Beam-Technik durch einen interferometrischen Abgleich anhand des Auftretens von Kurzkohärenz-Interferenzen die leicht einstellbare und meßbare Weglängendifferenz des Mess-Doppelstrahls der Weglängendifferenz im Meßobjekt gleich gemacht wird, und so Distanzen im Meßobjekt gemessen werden, dadurch gekennzeichnet, dass das gesamte mit Licht kurzer Kohärenzlänge so erzeugte Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramm (RZI), das sowohl die interferometrische Laufzeit-Domäne als auch die interferometrische Raumdomäne umfaßt, am Interferometerausgang mittels Detektor-Array oder Detektor-Matrix (246) registriert wird, dass ferner die interferometrische Wegdifferenz in den miteinander interferierenden Strahlen im Reflektometer und im Doppelstrahl (420) des



Dual-Beam-Verfahrens um ungeradzahliges Vielfache von Vierteln der mittleren Wellenlänge durch Verschieben eines Retroreflektors, per Strahlverzögerer oder mittels Delay Lines durchgestimmt wird, dass aus zwei so am Detektor-Array oder an der Detektor-Matrix aufeinander folgenden gegenphasigen Raum-Zeit-Domäne Interferogrammen ein Interferogramm-Differenz-Bild, ein Interferogramm-Differenzbetrag-Bild, oder die Summe der Pixelwerte des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds entlang der interferometrischen Weglängen und Wegdifferenzen in einem angeschlossenen Computer (249) berechnet werden, dass zur Gewinnung eines optischen Zeit-Domäne A-Scan Signals Pixelsummen aus den Pixel-Beträgen des Interferogramm-Differenz-Bilds entlang der interferometrischen Weglängen und Wegdifferenzen in einem angeschlossenen Computer (249) berechnet werden und dass mit Hilfe eines an den Computer angeschlossenen Monitors (250) das Vorliegen des interferometrischen Abgleichs entlang der interferometrischen Weglängen beim Reflektometer-Verfahren oder Wegdifferenzen beim Dual-Beam-Verfahren aus dem Auftreten des Interferogramm-Differenz-Bilds oder des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds mit maximaler Stärke oder aus dem Auftreten von Maxima der Pixelsummen sichtbar gemacht wird.

2. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen dem zweidimensionalen Detektor-Array (246) und dem Messobjekt eine Optik (254) angeordnet ist, die das virtuell in einer Ebene in, vor oder hinter dem Messobjekt (240) auftretende Interferogramm auf das Detektor-Array abbildet.

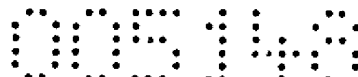
3. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein treppenförmiger Referenzspiegel mit in Strahlrichtung versetzten Spiegelstufen (340, 341) vorgesehen ist, auf dessen verschiedene Stufen der Referenzstrahl während des Durchstimmens seiner Länge trifft.

4. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein Monitor 250 vorgesehen ist, der das von einem Detektor-Array (246) registrierte und vom Rechner 249 verarbeitete Kurzkohärenz-Interferogramm sichtbar macht.

5. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein Rechner (249) angeordnet ist, der mit Software zur digitalen Bildmustererkennung linienartiger Strukturen an dem vom Detektor-Array (246) registrierten Kurzkohärenz-Interferogramm das Vorliegen des Interferenz-Status feststellt.

6. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass als Interferometer-Beleuchtung eine Lichtquelle (227) mit hoher Raumkohärenz und variabler Kohärenzlänge vorgesehen sind.

7. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die das Messobjekt beleuchtenden Messstrahlen (231, 420) durch eine vom Rechner (249) gesteuerte kippbare Planplatte (600), deren

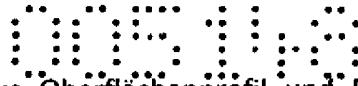


Kippachse (601) normal zur Strahlrichtung orientiert ist, auf transversal benachbarte Positionen am Messobjekt (240) gerichtet wird.

8. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein vom einem Rechner (249) über einen Galvanometer-Antrieb gesteuerter rotierender Spiegel im Fokus einer Optik vorgesehen wird, die die das Messobjekt beleuchtenden Messstrahlen (231, 420) parallel zur optischen Achse (239) auf transversal benachbarte Positionen am Messobjekt (Auge) richtet.

9. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Längenmessung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass vor dem Array (246) eine Vorrichtung (43) zur visuellen Beobachtung des auf das Array projizierten Raum-Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferogramms (RZI) und der zugehörigen Umgebung am Meßobjekt ein Strahlteiler (280) angeordnet ist, der einen Teil des auf das Array gerichteten Lichts auf ein Strichkreuz (281) mit einem davor angeordneten Okular (282) oder auf eine elektronische Kamera mit nachfolgendem Monitor oder eine ähnliche Einrichtung richtet.

10. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Messung von Form und Brechkraftverteilung einer Cornea gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass Form und Brechkraftverteilung der Cornea aus dem in oder nahe der Cornea lokalisierten RZI abgeleitet werden, indem der räumliche Teil des RZI oder der räumliche Teil des durch Differenzbildung zweier gegenphasiger RZI gebildeten Interferogramm-Differenz-Bilds oder dessen Betrag als Höhenschichtlinienbild der Cornea analog zum klassischen Placido-



Ringbild interpretiert wird und daraus Oberflächenprofil und Brechkraft der Cornea berechnet werden.

11. Verfahren zur Kurzkohärenz-interferometrischen Gewinnung von A-Scan Signalen für die tomographische Abbildung auf RZI Basis gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die interferometrische Wegdifferenz in den miteinander interferierenden Strahlen im Reflektometer und im Doppelstrahl des Dual-Beam-Verfahrens in einer Reihe von seitlich benachbarten Scan-Positionen entlang der Objektiefe durchgestimmt wird, dass die Summe der Pixelwerte des Interferogramm-Differenzbetrag-Bilds entlang der Weglängen beim Reflektometer-Verfahren beziehungsweise entlang der Wegdifferenzen beim Dual-Beam-Verfahren in den einzelnen Scan-Positionen berechnet werden und dass diese Summen der Pixelwerte als Grau- oder Farbwerte entlang der Tiefenpositionen der einzelnen Scan-Positionen kodiert, als Bildzeilen eines tomographischen Bilds dargestellt werden.